基于柔性智能器件的心动能量收集技术研究进展

张阳阳¹, 吕朝锋^{1,2*}, 冯雪³

1. 浙江大学建筑工程学院, 杭州 310058

2. 浙江大学浙江省软体机器人与智能器件研究重点实验室, 杭州 310027

3. 清华大学工程力学系, 北京 100084

* 通信作者. E-mail: lucf@zju.edu.cn

收稿日期: 2018-05-01; 接受日期: 2018-05-07; 网络出版日期: 2019-03-01

国家自然科学基金 (批准号: 11322216, 11621062) 资助项目

摘要 植入式生物电子器件主要依靠需要频繁充电或者手术更换的电池进行供电, 给病人带来健康风险和经济负担的双重压力. 近年来利用柔性电子器件进行生物微能量收集得到广泛关注, 特别是基于心动俘获的能量可为能耗 $10\ \mu\text{W}$ 量级的生物电子器件持久供能. 本综述简要回顾了传统刚性器件的心脏跳动能量收集方法, 着重介绍近年来使用柔性压电器件进行心动能量收集的实验进展、理论建模分析与优化设计, 最后展望该方向的未来发展趋势.

关键词 心动能量收集, 柔性压电器件, 植入式电子器件

1 引言

植入式电子器件, 如心脏起搏器^[1]、心脏除颤仪^[2]、人工耳蜗^[3]、胰岛素泵^[4]、脑神经刺激器^[5]、血糖在体监控系统^[6]和药物传输系统^[7]等, 在近些年迅猛发展, 为人类健康状况改善和生活质量提高起到了至关重要的作用. 以心脏起搏器为例, 1963年第1例植入式心脏起搏器手术成功^[8]. 到2011年, 该年内接受心脏起搏器安装和更换植入手术的患者已超过200万^[9]. 目前这些植入式电子器件主要依靠电池供电, 存在诸多弊端. (1) 电池能量密度较低, 从而体积偏大. 如典型心脏起搏器体积约为 $12\sim 16\ \text{cm}^3$, 重量约为 $20\sim 30\ \text{g}$, 而其中电池体积约为 $5\ \text{cm}^3$, 重量约为 $15\ \text{g}$ ^[10]. (2) 电池需要频繁充电或者更换, 给病人带来健康风险和经济负担的双重压力. 如心脏起搏器和心脏除颤器每隔数年需要因为电池耗尽而重新植入^[9], 二次手术的风险在某些情况下甚至大于首次手术^[11]; 同时每次需要耗费数万人民币^[12], 手术费用对欠发达地区病人而言相对昂贵.

从人体体内收集能量, 如人体运动能^[13,14]、化学能^[15]、热能^[16]等是解决植入式电子器件供能问题的突破口. 早在1996年, Starner^[14]比较全面地调查并理论估算了人体日常活动中的能量效率, 其

引用格式: 张阳阳, 吕朝锋, 冯雪. 基于柔性智能器件的心动能量收集技术研究进展. 中国科学: 信息科学, 2019, 49: 385–404, doi: 10.1360/N112018-00110
Zhang Y Y, Lü C F, Feng X. Advances in energy harvesting from heartbeat using flexible smart devices: state-of-the-art review (in Chinese). Sci Sin Inform, 2019, 49: 385–404, doi: 10.1360/N112018-00110

中体内热能约为 3.7~6.4 W, 呼吸约为 0.4~1.0 W, 血压产生的能量约为 0.93 W, 上肢运动约为 35 W, 行走时下肢运动产生的功率约为 67 W. 值得注意的是, 如果将这些能量全部收集, 则可能会对人體正常功能产生影响. 能量收集器件的制备及在体实验测试案例众多, 如 Kerzenmacher 等^[15] 利用葡萄糖和氧气的电化学反应制备的能量收集装置, 其体内面积能量收集效率可达到 $1.6 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 最近 Jin 等^[16] 制备的柔性热电器件在温度梯度为 15 K 时的能量收集效率约为 $0.07 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$.

人体体内机械能广泛存在且能量较高, 如呼吸引起的胸腔运动^[17]、血管收缩^[18,19]、肌肉运动^[20]等, 因而备受科研人员关注. 例如早在 1984 年, Häsler 等^[17] 使用外径为 2.6 mm、长度为 40 mm 的圆管 PVDF 材料制备了压电能量收集薄膜器件并将其固定在肋骨上. 当呼吸时肋骨与周围组织会相互运动从而产生电能, 其功率约为 1 mW. 第二军医大学的 Zhang 等^[18] 在 2015 年将 PVDF 薄膜缠绕在猪的主动脉上进行能量收集. 薄膜尺寸约为 $2.5 \text{ cm} \times 5.6 \text{ cm} \times 0.02 \text{ cm}$, 在心率为 120 bpm、血压为 160/105 mmHg 时, 输出电压、电流最大值分别为 1.5 V 和 300 nA, 平均功率约为 30 nW.

心脏是人体最重要的器官之一, 同时心肌也是体内比较强大耐久的肌群. 普通人一生中心脏跳动约为 20 亿次, 频率在 1~3 Hz 之间, 持续输出功率约为 1.4 W, 从而为整个心血管系统提供动力. 另外, 目前的植入式医疗电子器件中, 使用最多的是心脏起搏器^[21], 其能量能耗在 $10 \mu\text{W}$ 左右^[22], 约为心脏整体能量输出的 0.007%. 因此利用心脏跳动收集能量为植入式医疗电子器件供电成为在体能量收集中最可行的方法之一, 备受科研人员的关注.

应用于植入式医疗电子器件的能量收集装置应该在完全不影响生命体正常生理状况的前提下进行体内能量收集, 这需要特别考虑器件的长期生物兼容性问题, 包括器件与周围组织之间的接触摩擦等的力学作用和智能材料对生物组织间产生的化学毒性反应.

本文简要回顾使用传统非柔性机械装置的心脏跳动能量收集方法, 重点介绍近年来使用柔性压电器件进行心脏跳动能量收集的案例, 在此基础上分析综述其中的力学问题及其解决方法, 最后简要总结并展望了该方向的研究趋势.

2 传统心脏跳动能量收集方法

心脏跳动能量属于机械能的一种, 而机械能收集原理主要为磁电^[23]、静电^[24]、摩擦电^[25,26], 以及压电效应^[27]. 传统心脏跳动能量收集器件也主要基于这 4 个能量转化原理.

2.1 体外实验

由于在体动物心动实验需要医学人员参与, 同时传统器件的刚度较大不易进行在体实验, 因此不少科研人员将实测心脏跳动加速度作为激励计算器件的响应和功率输出^[28~30].

Deterre 等^[28] 尝试从理论角度设计体积更小的能量收集器件, 分析结果认为在振动位移幅值为毫米级别、器件质量为 1 g、体积为 0.5 cm^3 时输出功率可达到 $30 \mu\text{W}$. 右心室跳动加速度的实际测试和频谱结果如图 1 所示, 可以看出频谱中 20~25 Hz 附近的加速度成分接近能量收集器件的共振频率, 可以用来进行能量收集. 这个理论结果对于共振类型的惯性能量收集器件 (如压电梁) 有重要指导意义.

Karami 等^[29~31] 在 2011 年实际测量了心脏跳动加速度波形, 然后将其作为激励, 计算了 Zigzag 压电结构的响应, 理论输出功率为 $10 \mu\text{W}$, 器件如图 2 所示. 该器件长度为 27 mm, 宽度约为 20 mm, 黄铜基底厚度为 1800 μm , PZT-5A 压电层厚度为 254 μm , 整体尺寸约为 1.2 cm^3 , 铜密度取为 9 g/cm^3 ,

图1 实测心脏壁加速度波形 [28]

Figure 1 Typical shape of the acceleration spectrum in the right atrium [28] @Copyright 2011 IEEE

图2 Zigzag 能量收集器件示意 [29, 31]

Figure 2 The Zigzag energy harvest structure [29, 31] @Copyright 2011 ASME and 2012 AIP

图3 (网络版彩图) Fan-fold 能量收集器件示意 [30]

Figure 3 (Color online) Fan-fold energy harvest structure [30] @Copyright 2017 IOP

则器件重量约为 11 g. 类似地, 该课题组 Ansari 等 [30] 在 2017 年将心脏激励作为输入理论计算了 fan-fold 压电结构的响应和功率输出, 在心跳为 70 次/分、端部质量为 18.4 g 时理论输出功率为 $15 \mu\text{W}$. 器件如图 3 所示. 图中共有 3 根梁, 每根梁平面尺寸 $20 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$, 梁中共有 3 层 (压电层 – 黄铜层 – 压电层), 每层厚度为 0.19 mm. 整体体积约为 57 mm^3 . 端部质量块体积约为 2 cm^3 , 质量约为 18 g. 器件加端部质量块总重量约为 20 g. 这两个实验均没有进行在体实验.

Tashiro 等 [32] 在 2002 年实测了心动周期内左心室壁表面的加速度数据, 并作为激励计算了静电能量收集装置的响应, 在心脏跳动频率为 180 次/分时器件的输出功率可达到 $36 \mu\text{W}$. 该器件单元示意图和整体结构图如图 4 所示. 每个尺寸约为 $30 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 100 \mu\text{m}$, 整体器件共有 1000 个单元, 体积约为 15 cm^3 .

2.2 动物在体实验

Goto 等 [33] 将自供能商用手表中的机械能电能转化部件拆卸封装后放置到狗的的心脏上进行能量收集 (图 5). 该能量转化装置利用电磁感应原理: 心脏跳动引起器件中摆臂转动, 然后通过齿轮带动

图 4 电容式静电能量收集装置 [32]

Figure 4 An electrostatic generator. (a) Unit cell of the honeycomb-type variable capacitor; (b) practical stacking method for aluminum-evaporated polyester film [32] @Copyright 2002 The Japanese Society for Artificial Organs

图 5 利用商用手表能量转化部件进行心动能量收集 [33]

Figure 5 Structure of an automatic power generating system [33] @Copyright 1999 IFMBE

图 6 (网络版彩图) 3D 打印的机械能电能转化设备封装后缝合在羊的心脏表面 [34]

Figure 6 (Color online) The prototype generator sewn (blue threads) onto the sheep's heart using three eyelets of the housing [34] @Copyright 2013 Biomedical Engineering Society

磁体切割线圈而产生电流。器件输出电压峰峰值为 600 mV, 该器件在整流后连接到电容上, 在心率为 200 次/分时, 30 分钟内可存储能量 80 mJ, 因此该器件能量转化存储效率约为 44 μ W。器件整体尺寸约为 1 cm³, 质量约为 7 g, 因此功率密度约为 44 μ W/cm³。

Zurbuchen 等 [34] 分析心脏 MRI 图像并求得整个心脏部位各处的平移和转动, 在此基础上选定左心室侧壁作为器件的固定位置, 因为该位置可以避开周围血管防止实验中出现静脉淤血问题, 并且便于实验观测。将商业手表中的能量转化部件重新 3D 打印垫上海绵后封装缝合在绵羊心脏选定位置 (图 6)。在羊心跳频率为 90 次/分时, 器件的输出效率为 16 μ W。此处能量转化部件重量为 3.7 g。加上

表1 传统心脏跳动能量收集

Table 1 Traditional heartbeat energy harvesters

Ref.	In vitro/ in vivo	Energy harvesting mechanism	Volume (cm ³)	Mass (g)	Output power (μW)	Power density (μW/cm ³)
[29]	in vitro	Piezoelectricity	1.2	11	10	8.3
[30]	in vitro	Piezoelectricity	2	20	15	7.5
[32]	in vitro	Electrostatic	75	—	36	0.48
[33]	in vivo	Electromagnetic	1	7	44	44
[34]	in vivo	Electromagnetic	0.5	3.7	16	32

固定器件部分后总重量为 16.7 g, 这两组实验利用已有的商业化产品进行心脏跳动能量收集取得了不错的效果. 但是由于该器件主要由比较硬的机械表元件构成且相对较重, 缝合在心脏表面可能会对心脏造成一定的伤害.

将上述实验中器件尺寸、输出功率等参数整理如表 1 所示. 特别要注意的是, 表 1 中文献 [33,34] 并没有将器件固定部分的质量和尺寸计入, 其实这部分质量比较大. 以文献 [34] 为例, 能量转换装置本身只有 3.7 g, 固定好之后总质量达到 16.7 g. 另外文献 [29,30] 中的体积为器件材料的体积, 实际上器件各个部分之间存在很大间隙, 器件实际所占的空间要远大于表中数值. 表 1 中磁电器件效率比较高, 可能是因为商业手表的自供能部件经过专业设计和优化, 而其他实验器件只是初步模型.

上述这些传统的心脏跳动能量收集器件, 主要存在以下问题. (1) 器件尺寸和质量偏大. 根据 Pfenniger 等 [35] 的研究, 固定在心脏表面的器件尺寸应小于 16 mm×16 mm×3 mm, 即总体积小于 0.8 cm³, 总重量应在 3~6 g 左右, 这样才不会影响心脏的正常跳动. 明显地, 考虑固定部分后上述所有器件的尺寸和重量都超过了这个范围. (2) 器件为刚性器件. 心脏跳动过程中, 这些器件可能会刮伤心脏或者周围组织. 这对于植入式器件而言是致命的问题.

将传统半导体材料经过特殊工艺处理并固定在柔性基底上, 可制备出柔性电子器件, 这为解决上述问题提供了新的突破点 [36,37]. 柔性有机材料的电子迁移率和导电率比较低 [38], 柔性压电器件能量收集效率也较低 [17,18,39]. 而柔性无机半导体材料则同时具备良好的变形能力和电学性能, 可以完美地贴合在复杂表面如皮肤和心脏壁上, 在生理信号监测和能量收集领域应用潜力巨大. 使用柔性压电器件进行心动能量收集, 可以避免传统器件的缺陷, 有可能使自供能植入式器件成为现实, 下面对该领域近几年的发展进行综述.

3 柔性压电器件的心动能收集应用

柔性电子器件是延展和弯曲能力较大的器件. 器件的弯曲能力和器件厚度直接相关. 器件弯曲刚度与厚度的三次方成正比, 而最大应变与厚度成正比, 所以厚度减小时器件就非常容易弯曲并且不容易发生脆性破坏. 由于纳米制备工艺的发展, 根据这一原理可以制备纳米线 [40,41]、碳纳米管 [42~44]、纳米带 [45] 和纳米薄膜 [46,47]. Huang 课题组和 Rogers 课题组结合传统力学和先进材料技术合作制备了可拉伸无机电子器件, 包括波纹结构 [48,49]、直线导桥结构 [50]、蛇形导线导桥结构 [51]、自相似分形导线结构 [52], 以及力学屈曲引导的微尺度三维结构组装 [53]. 科研人员利用这些力学机理制备了压电纳米线 [20] 及压电薄膜 [46,54,55] 能量收集器件并用于动物在体心动能量收集实验中, 下面主要介绍这两类器件近些年的进展.

图 7 (网络版彩图) ZnO 纳米线缝合到小鼠心脏上进行能量收集^[20]

Figure 7 (Color online) Energy harvesting from the heartbeat of a live rat. (a) The device sewed on the heart of a live rat; (b) the output current of the device^[20] ©Copyright 2010 Wiley

3.1 压电纳米线

纳米线在能量收集方面应用较早. 氧化锌 ZnO 是一种常用的压电材料, 且比较容易制备成纳米线, 因此天然具有柔性. Wang 课题组^[40] 制备了 ZnO 纳米线, 其能量收集功率约为 $10 \text{ pW}/\mu\text{m}^2$. 他们在 2010 年将多根 ZnO 纳米线连接起来制备了纳米线组^[56], 其峰值功率达到 $11 \text{ mW}/\text{cm}^3$, 电压高达 2 V. Li 等^[20] 使用单根 ZnO 纳米线收集小鼠呼吸和心脏跳动产生的能量 (图 7). 纳米线采用物理气相沉积法制备, 直径为 $100\sim 800 \text{ nm}$, 长度为 $100\sim 500 \mu\text{m}$, 然后外层使用有机材料包裹来提高生物兼容性. 小鼠在体实验结果表明这种单根线的能量收集器件开路电压在 50 mV, 短路电流在 500 pA 左右, 功率约为 $10^{-10} \mu\text{W}$. 计算中取纳米线直径为 400 nm, 长度为 300 μm , 则该器件的能量密度约为 $2.65 \mu\text{W}/\text{cm}^3$. 兰州大学的 Wu 等^[57] 制备了无铅 BZT-BCT 纳米线, 该种材料的压电系数高达 620 pC/N, 该器件的输出电压为 3.25 V, 功率达到 $338 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-3}$.

ZnO 纳米线是心脏跳动能量收集在体实验中首次使用的柔性压电器件, 标志着心动能量收集器件进入柔性无机压电阶段. 然而该类器件能量收集仍然存在一些问题需要解决. (1) 器件输出功率定义不明确. 上述的几篇文章中使用开路电压和短路电流来表征输出功率, 然而这两个指标可能并不能完全反映器件的功率. 正如 Briscoe 等^[58] 指出, 应该给出完整的不同阻抗下的电压及对应的电流曲线来评价器件的功率. (2) 器件的输出功率相对比较低. 这主要是由该种材料本身的压电性能决定的. 相对于 PZT 类材料, ZnO 的压电系数较低, 约为前者的 1/10 左右. 很明显, 在相同的外界变形激励下, 压电系数越大能量密度越高, 应该使用压电性能更高的压电材料制备器件. 因此科研人员开始使用压电性能更高的压电陶瓷材料制备柔性薄膜式压电器件进行心动能量收集.

3.2 压电陶瓷薄膜

纳米线能量收集器件由于器件尺寸及压电材料的原因, 收集的能量相对较小, 而使用 PZT 等压电材料制备的压电薄膜, 在具备良好的可弯曲能力的同时, 器件中压电材料的压电性能及体积明显增大, 从而显著提升压电薄膜的能量收集能力. 该类器件主要由 Huang 课题组和 Rogers 课题组合作研发, 结构示意图 8 和 9.

该器件为层合薄膜结构, 主要由功能层、电极层、封装层和柔性基底几部分构成. 功能层为无机压电材料如 PZT; 电极层主要是为了导电; 而封装层则一般是有机材料, 可以提高器件整体的生物兼容性. 压电层厚度在微米量级, 电极层和封装层比较薄, 一般在数十纳米量级. 如此薄的无机材料层保

图 8 (网络版彩图) 薄膜式柔性电子器件的结构示意图
Figure 8 (Color online) A layer-structure of the thin film flexible electronics

图 9 (网络版彩图) 薄膜式柔性电子器件整体示意图
Figure 9 (Color online) Overall structure diagram of the thin film flexible electronics

图 10 (网络版彩图) PZT 薄膜式柔性电子器件缝合在牛心脏上时的电压输出 [46]

Figure 10 (Color online) The output voltage of the thin film PZT flexible energy harvester when sewed on the bovine heart. (a) The electronics were sewed on the bovine heart; (b) The output voltage of the thin film flexible electronics [46]
 ©Copyright 2014 PNAS

证了器件的可弯曲性. 柔性基底的厚度根据需要调节. 这类器件的整体厚度在数十微米. 如 Wu 等 [59] 制备的用于监测眼皮运动的柔性器件, 基底厚度小于 15 μm .

Dagdeviren 等 [46] 在 2014 年使用薄膜式柔性 PZT 压电器件来收集牛的心脏及横膈膜运动时产生的能量 (图 10). 该柔性器件长度约为 2.5 cm, 宽度约为 1 cm, 整体厚度约为 80 μm . 器件由多层材料叠合而成, 其中 PZT 压电材料厚度约为 0.5 μm , 基底材料为柔性高分子材料 PI, 厚度约为 75 μm . 单位宽度 (1 m) 的该器件弯曲刚度为 $4 \times 10^{-4} \text{ Nm}^2$, 比人体大部分皮肤柔软. 在牛/羊的心脏跳动激励下, 该器件产生的电压最大值为 4 V 左右, 功率约为 0.05 μW . 器件的整体体积约为 0.02 cm^3 , 质量约为 0.04 g, 功率密度为 2.5 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$.

由于猪的心脏和人体心脏生理特性更为相似 [60], 清华大学 Feng 课题组的 Lu 等 [54] 改进并制备了新的薄膜式压电器件, 将其用手术线缝合在猪的心脏上, 并研究了器件缝合方式、缝合位置、缝合方向、开关胸状态等因素对电压输出的影响. 器件尺寸约为 $5 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 80 \mu\text{m}$, 产生的电压峰值在 1.5 V 左右, 功率约为 0.02 μW . 该器件体积约为 0.04 cm^3 , 质量约为 0.08 g, 功率密度为 0.5 $\mu\text{W}/\text{cm}^3$ (图 11). 与前面实验相比, 该实验的缝合方式对心脏约束更小. 北京安贞医院的 Zhang 和 Wang 等 [61, 62] 研究了该柔性压电器件的生物兼容性, 他们将器件缝合于家兔的心脏表面, 8 周后家兔的体重、心率等情况与参照组无明显差异. 虽然科研人员已通过实验证明了 PZT 压电器件封装后的生物兼容性没有问题, 但是毕竟实验仅进行了 8 周, 而一般的植入式设备需要在体内工作十年乃至数十年. 另外 PZT 本

图 11 (网络版彩图) PZT 薄膜式柔性电子器件缝合在猪心脏上时的电压输出 [54]

Figure 11 (Color online) The output voltage of the thin film PZT flexible energy harvester when sewed on the heart of the bovine. (a) The electronics were sewed on the porcine heart; (b) the output voltage of the thin film flexible electronics [54] ©Copyright 2015 Springer

图 12 (网络版彩图) L-KNN 薄膜式柔性电子器件缝合在猪心脏上时的电压输出 [55]

Figure 12 (Color online) The output voltage of the thin film L-KNN flexible energy harvester when sewed on the heart of the bovine. (a) The electronics were sewed on the porcine heart; (b) the output voltage of the thin film flexible electronics [55] ©Copyright 2017 AIP

身是含铅有毒材料, 如果封装层失效, 将会对人体造成不可预测的严重伤害。

韩国的 Jeong 等 [55] 在 2017 年使用无铅的 L-KNN 压电材料制备了类似结构的能量收集器件, 并缝合到猪的心脏上来收集能量。该器件尺寸约为 $4\text{ cm} \times 4\text{ cm} \times 128\text{ }\mu\text{m}$, 体积约为 0.2 cm^3 , 质量约为 0.3 g 。L-KNN 材料厚度约为 $2.7\text{ }\mu\text{m}$, 柔性基底厚度约为 $125\text{ }\mu\text{m}$ 。其输出电压峰值约为 5 V , 电流为 700 nA , 文中没有给出功率数据 (图 12)。从图 12 中可以看出, 电压波形和电流波形并不相同, 可能因为使用了不同功能的测试设备。该器件的优势是使用无铅材料, 大大提高了器件的生物兼容性。

对比这 3 个案例, 可以看出: (1) 器件 1 的功率约为器件 2 的 2.5 倍, 这主要是因为器件长度不同, 具体的力学机理将在第 4 节详细分析。 (2) 器件 3 的功率相对比较小, 主要因为无铅压电材料的压电性能比 PZT 要差一些。

从上面这几个案例中, 可以看出目前柔性压电能量收集有几个特点: (1) 器件非常柔软, 弯曲刚度比人体大多数皮肤要小。这使得器件可以非常好的固定在心脏表面并和心脏一起变形。 (2) 器件功率密度在 $0.5 \sim 2.5\text{ }\mu\text{W}/\text{cm}^3$ 之间, 这主要是因为功能材料尺寸较小, 而柔性基底占了绝大部分尺寸。目前在体实验收集的能量 ($0.02 \sim 0.05\text{ }\mu\text{W}$) 对于心脏起搏器耗能 ($10\text{ }\mu\text{W}$) 而言相对较小, 需要进行系统优

化设计提升系统功率.

4 心动能量收集理论进展

柔性压电薄膜在端部加载下自由变形时的后屈曲变形及力电耦合理论,得到了很多力学研究人员的关注和研究^[46,63~65],已经逐步成为一种通识. Chen 和 Su 等^[64,66]在室内疲劳试验机上进行了数组实验,在改变端部加载幅值、频率,以及外接电阻等参数时,测量的器件输出了电压曲线,和理论结果吻合良好. Zhang 等^[67]使用医学文献中心动周期内左心室的实时容积和形貌特征,计算了器件的输出电压,和动物在体实验结果对比吻合良好. 在动物在体实验中, Lu 等^[54]发现某些情况下器件后屈曲变形受到外界约束,从而导致输出电压降低. 针对此现象, Zhang 等^[67,68]建立弹性弹簧约束和有限变形空间刚性约束两种模型,分析了电压降低及呼吸影响的机理,并提出了解决方法. 下面统一使用能量法来分析自由和约束条件下柔性器件的后屈曲变形,进而计算器件的输出电压及有效功率.

4.1 自由变形

忽略柔性压电器件中的电能部分,器件的机械能 U_{MEH} 由弯曲能 U_B 和薄膜能 U_M 组成,即为 $U_{MEH} = U_B + U_M$, 其中

$$U_B = \int_{-L_0/2}^{L_0/2} \frac{1}{2} \overline{EI} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right)^2 dx, \quad (1)$$

$$U_M = \int_{-L_0/2}^{L_0/2} \frac{1}{2} \overline{EA} \left[\frac{\partial u_0}{\partial x} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \right]^2 dx, \quad (2)$$

其中 w 是组合器件中性层平面外变形的挠度, u_0 是器件中性层在平面内的位移. $\overline{EA}$, $\overline{EI}$ 分别是组合结构轴向刚度、弯曲刚度. L_0 为整个器件的长度.

根据最小势能原理和变分法,分别对 w 和 u_0 进行变分,使得 $\delta(U_{MEH}) = 0$, 可得到两个平衡方程及对应的边界条件. 平衡方程为

$$\overline{EI} \frac{d^4 w}{dx^4} + N_0 \frac{d^2 w}{dx^2} = 0, \quad (3)$$

$$N_0 = -\overline{EA} \left[\frac{du_0}{dx} + \frac{1}{2} \left(\frac{dw}{dx} \right)^2 \right], \quad (4)$$

其中 N_0 是薄膜器件后屈曲后恒定的薄膜力,此处定义为压力. 上述方程的通解为

$$w = c_1 \cos(\alpha_1 x) + c_2 \sin(\alpha_1 x) + c_3 x + c_4, \quad (5)$$

$$u_0 = \frac{N_0}{\overline{EA}} x + \left(\frac{c_1 \alpha_1}{2} \right)^2 \left[\frac{1}{2\alpha_1} \sin(2\alpha_1 x) - x \right] + c_5, \quad (6)$$

此处 $\alpha_1 = \sqrt{N_0/(\overline{EI})}$ 是方程 (3) 特征值, c_i 是边界条件确定的未知数.

当压电器件只在端部位移加载时,柔性电子器件只有端部受到了约束. 端部的约束状态被认为是夹紧状态 (clamped condition). 因此其边界条件为

$$w|_{x=\pm L_0/2} = \frac{dw}{dx} \Big|_{x=\pm L_0/2} = 0, \quad (7)$$

图 13 (网络版彩图) 薄膜式柔性电子器件端部加载的后屈曲大变形示意图

Figure 13 (Color online) Postbuckling deformation of the thin film PZT flexible energy harvester

$$u_0|_{x=\pm L_0/2} = \mp \frac{\Delta L}{2}, \quad (8)$$

把边界条件代入方程的通解 (5) 和 (6) 中, 可以得到其中的非零常数为

$$c_1 = c_4 = \frac{L_0}{\pi} \sqrt{\frac{\Delta L}{L_0} - \frac{4\pi^2 \overline{EI}}{L_0^2 EA}}, \quad \alpha_1 = \frac{2\pi}{L_0}, \quad N_0 = \frac{4\pi^2}{L_0^2} \overline{EI}. \quad (9)$$

因此自由变形下器件的变形方程可写为

$$w = \frac{1}{\pi} \frac{L_0}{\pi} \sqrt{\frac{\Delta L}{L_0} - \frac{4\pi^2 \overline{EI}}{L_0^2 EA}} \left[1 + \cos \left(\frac{2\pi x}{L_0} \right) \right], \quad (10)$$

$$u_0 = \frac{4\pi^2 \overline{EI}}{L_0^2 EA} x + \left(\frac{\Delta L}{L_0} - \frac{4\pi^2 \overline{EI}}{L_0^2 EA} \right) \left[\frac{L_0}{4\pi} \sin \left(\frac{4\pi x}{L_0} \right) - x \right]. \quad (11)$$

当器件后屈曲大变形加载时, 器件的相对端部位移 $\Delta L/L_0$ (约为 10^{-1}) 远远大于 $\frac{4\pi^2 \overline{EI}}{L_0^2 EA}$ (约为 10^{-5}), 后者影响可以忽略, 此时可以看出, 器件的平面外屈曲挠度为 $A = \frac{2}{\pi} \sqrt{L_0 \Delta L}$. 可以看出, 对于该类柔性器件, 其变形只与 ΔL 和 L_0 这两个参数相关, 如果长度和端部加载相同, 那么器件整体变形就相同, 而与刚度等关系不大. 所以不论单独分析基底还是直接分析组合结构, 其变形都相同. 器件的后屈曲变形如图 13 所示.

因为压电材料贴在整個基底的中部位置, 而且长度 (4 mm) 相对于整个基底长度 (25~50 mm) 而言很小, 所以 $x \approx 0$. 忽略轴向薄膜应变, 压电片的轴向应变可近似为

$$\varepsilon_P = -\frac{N_0}{EA} - \frac{E_s I_s}{EI} z_P \frac{d^2 w}{dx^2} \approx 4\pi \frac{E_s I_s}{EI} \frac{z_P}{L_0} \sqrt{\frac{\Delta L}{L_0}}. \quad (12)$$

压电材料的本构关系^[69]可写为

$$\begin{cases} \sigma = c\varepsilon - e^T E, \\ D = e\varepsilon + \mu E, \end{cases} \quad (13)$$

图 14 输出电压信号测量电路示意图

Figure 14 The circuit schematic diagram for the measurement of output voltage

其中 σ , ε , D 和 E 分别是应力张量、应变张量、电位移张量和电场强度张量, c , e , 和 μ 分别是弹性系数张量、压电系数张量和介电系数张量. 假定器件处于平面应变状态, 并且平面外正应力为 0, 得到

$$\sigma_{p,x} = \bar{c}_{11}\varepsilon_{p,x} - \bar{e}_{31}\frac{V}{h_p}, \quad D_z = \bar{e}_{31}\varepsilon_{p,x} + \bar{\mu}_{33}\frac{V}{h_p}, \quad (14)$$

其中 $\bar{c}_{11} = c_{11} - c_{13}^2/c_{33}$, $\bar{e}_{31} = e_{31} - c_{13}e_{33}/c_{33}$, 和 $\bar{\mu}_{33} = \mu_{33} + e_{33}^2/c_{33}$ 分别是等效弹性模量、等效压电系数和等效介电系数, $\varepsilon_{p,x}$ 是压电薄膜的应变, 近似为 ε_p .

单个压电条收集的电荷量为

$$Q = A_p D_z = A_p \left(\bar{e}_{31}\varepsilon_p + \bar{\mu}_{33}\frac{V}{h_p} \right), \quad (15)$$

其中 A_p 是单个压电条的面积.

在实际的应用中, 微小的压电条会并联组成一个小模块, 然后若干个模块串联组成一个能量收集阵列. 假设一个小模块中并联的压电条个数为 n_p , 串联的模块数量为 n_s , 那么整个压电能量收集器件的电压为 $V_{\text{total}} = n_s V$, 而通过整个器件的电流为 $I = \frac{n_s V}{R} = \frac{V_{\text{total}}}{R}$, 其中 R 是电路的电阻. 实际实验中, 一般会将压电器件接在示波器或者采集卡上. R 代表这些器件的电阻. 测量电路如图 14 所示. 另外从单个模块看 $I = -n_p \frac{dQ}{dt}$. 联立这两个式子和式 (15), 整理可得整个电路的电压控制方程为

$$\frac{dV_{\text{total}}}{dt} + \frac{1}{RC_P} V_{\text{total}} = -\frac{\alpha}{C_P} \frac{d\sqrt{\Delta L(t)}/L_0}{dt}, \quad (16)$$

其中 $C_P = \bar{\mu}_{33}n_p A_p / (n_s h_p)$ 为压电器件的等效电容, $\alpha = 4\pi\beta n_p A_p \bar{e}_{31} z_p / L_0$ 为一个等效的荷载因子^[70], 这两个组合参数只与器件尺寸和材料参数相关. 上述式子在边界条件 $V_{\text{total}}(0) = 0$ 下的解为

$$V_{\text{total}}(t) = -\frac{\alpha}{C_P} \sqrt{\Delta L_{\text{max}}} \exp\left(-\frac{t}{RC_P}\right) \int_0^t \exp\left(\frac{t'}{RC_P}\right) \frac{d\sqrt{\Delta L(t')}/\Delta L_{\text{max}}}{dt'} dt'. \quad (17)$$

可以看出, 对于这类问题, 一般思路是根据能量法得到平衡方程及边界条件, 从而求得器件的变形及应变. 然后根据机电耦合机理得到器件的输出电压. 在此理论上, Su 等^[66] 分析了电压表电阻对测量电压的影响, 厘清了实验测试中的一个误解, 并提出了通用的测试方法^[71]. Su 等^[66] 研究表明, 示波器或者电压表显示的电压与外电阻有关, 开路电压测试时, 电阻必须足够大. Zhang 等使用文献^[72, 73] 中心动周期内左心室的实时容积和形貌特征, 推导了黏贴在心室表面的器件端部位移加载, 并计算了对应的器件输出电压, 如图 15 所示^[67]. 这个结果将医学文献中的数据作为器件变形的力学输入计算输出电压, 和实验相比相似度较高. 如果把实际实验中心脏变形及器件端部位移记录下来进行计算, 得到的结果更有对比意义. 将已有医学数据和新的力学模型结合起来, 可以对实验现象有更深刻的认知.

图 15 自由变形时心动加载下器件的电压输出 [67]
Figure 15 Output voltage of the device when sewed on the heart with chest open [67] ©Copyright 2016 ASME

图 16 (网络版彩图) 受到弹性约束的柔性器件后屈曲变形示意 [67]
Figure 16 (Color online) Schematic diagram of the device with spring constraint [67] ©Copyright 2016 ASME

实际上, 由于运动时人体内器官会发生变形, 因此在胸腔关闭状态时柔性压电器件的后屈曲变形可能会受到周围组织的约束或者阻碍. Lu 等 [54] 在实验中首先观察到了此类现象, 发现某些关胸状态下, 实验器件的输出电压幅值会降低. 针对此问题, Zhang 等 [67, 68] 建立力学模型, 分别分析了器件受到弹性介质和刚性空间两种约束下器件的变形及电压输出情况.

4.2 弹性介质约束

当器件和外部弹性介质紧密接触时, 一旦器件发生平面外变形就会受到弹性阻碍, 而后在端部位移加载下器件和外部弹性介质共同变形. 器件受到弹性介质约束示意图见图 16 [67]. 在心脏跳动能量收集, 由于生物组织的强化效应, 生物组织和柔性器件的相互作用荷载被假设为 $q = -Kw^2$.

为了简化分析, 假设器件受弹簧约束后的变形形式并不改变, 即可假设

$$w = \frac{A}{2} \left[1 + \cos \left(\frac{2\pi x}{L_0} \right) \right], \quad |x| \leq \frac{L_0}{2}, \quad (18)$$

此处 A 为器件变形的幅值, L_0 是器件的初始长度.

柔性压电器件中的机械能 U_{MEH} 为弯曲能 U_B 和薄膜能 U_M 之和,

$$U_{MEH} = \frac{E_s h_s^3}{12} \frac{\pi^4 A^2}{L_0^3} + \frac{1}{2} E_s h_s L_0 \left(\frac{\pi^2 A^2}{4L_0^2} - \frac{\Delta L}{L_0} \right)^2. \quad (19)$$

柔性组织中存储的弹性能为

$$U_{tissue} = \int_{-\frac{L_0}{2}}^{\frac{L_0}{2}} \frac{1}{3} K w^3 dx = \frac{5}{48} K L_0 A^3. \quad (20)$$

将式 (1) 代入上式, 根据最小能量原理使 $\partial(U_{MEH} + U_{tissue})/\partial A = 0$, 可得

$$A(t) = \frac{2L_0}{\pi} \sqrt{\frac{\Delta L(t)}{L_0} \frac{1}{\xi(t)}}, \quad (21)$$

图 17 受到弹性约束时器件的电压输出 [67]

Figure 17 The output voltage of the device with spring constraint [67] @Copyright 2016 ASME

图 18 (网络版彩图) 弹性约束对无量纲功率的影响 [67]

Figure 18 (Color online) Scaling law for the normalized output power and the normalized elastic constraint [67] @Copyright 2016 ASME

其中约束因子 $\xi(t) = \sqrt{1 + \left(\frac{5\lambda}{8\pi^3} \sqrt{\frac{L_0}{\Delta L(t)}}\right)^2} + \frac{5\lambda}{8\pi^3} \sqrt{\frac{L_0}{\Delta L(t)}}$, $\lambda = \frac{KL_0^3}{E_s h_s}$. 对比自由变形, 弹性约束变形时的器件屈曲幅值为前者的 $1/\xi(t)$. 当 $K=0$ 时, $\xi(t) = 1$. 则该种情况下的电压表达式为

$$V_{\text{total}}(t) = -\frac{\alpha}{C_P} \sqrt{\Delta L_{\text{max}}} \exp\left(-\frac{t}{RC_P}\right) \int_0^t \exp\left(-\frac{t'}{RC_P}\right) \frac{d\left(\sqrt{\Delta L(t')/\Delta L_{\text{max}}}/\xi\right)}{dt'} dt'. \quad (22)$$

使用上式计算电压, 当 $\frac{KL_0^3}{E_s h_s} = 5$ 时的电压输出曲线和实验数据如图 17 所示. 输出功率是能量收集器件最重要的关注点之一. 此处的功率用有效功率来定义, 即

$$P_{\text{eff}} = \frac{\int_0^T V_{\text{total}}^2 dt}{RT}. \quad (23)$$

为了进一步分析各个参数对输出功率的影响, 进行了无量纲分析. 无量纲功率的表达式为

$$\frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{e}_{31}^2 z_p^2} \frac{P_{\text{eff}}}{n_s n_p A_p h_p} = \bar{P} \left(\frac{n_p \bar{\mu}_{33} A_p R}{n_s h_p T}, \frac{KL_0^3}{E_s h_s} \right), \quad (24)$$

其中 $\frac{P_{\text{eff}}}{n_s n_p A_p h_p}$ 为功率密度, $\frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{e}_{31}^2 z_p^2}$ 为功率因子, $\frac{n_p \bar{\mu}_{33} A_p R}{n_s h_p T} = \frac{R\omega C_P}{2\pi}$ 为系统固有参数. $\frac{KL_0^3}{E_s h_s}$ 为约束因子. 在几个系统固有参数下, 无量纲功率 $\frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{e}_{31}^2 z_p^2} \frac{P_{\text{eff}}}{n_s n_p A_p h_p}$ 随着约束因子 $\frac{KL_0^3}{E_s h_s}$ 变化, 如图 18 所示. 可以看出随着 $\frac{KL_0^3}{E_s h_s}$ 的增大, 无量纲功率 $\frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{e}_{31}^2 z_p^2} \frac{P_{\text{eff}}}{n_s n_p A_p h_p}$ 迅速降低. 其他参数不变时, 当器件长度 L_0 减小到原有实验长度的 1/2 时, 无量纲功率将会增大到原来的 2.06 倍; 如果端部相对加载 $\Delta L/L_0$ 不变, 则功率可增大到原来的 8.24 倍; 如果端部加载 ΔL 不变, 则功率可增大到原来的 16.48 倍.

4.3 有限变形空间刚性约束

在实际环境中, 器件变形除了会受到类似弹簧的弹性介质约束外, 还有一种约束阻碍模式, 称之为有限变形空间刚性约束. 弹簧约束模型中, 器件一旦开始产生平面外屈曲变形就会受到周围弹簧的约束. 而在有限变形空间刚性约束中, 器件开始时的平面外变形并不会受到约束, 而只有当平面外变

图 19 (网络版彩图) 受到有限变形空间刚性约束的柔性器件后屈曲变形示意 [68]

Figure 19 (Color online) Schematic diagram of the device with limited deforming space [68] ©Copyright 2017 ASME

形足够大, 接触到周围的刚性阻碍时, 器件的平面外变形才会受到约束. A_c 为允许变形的空间, 这种变形模式如图 19 所示 [68].

有限变形空间刚性约束下的边界条件为

$$\begin{aligned} w|_{x=0=A_c} w'|_{x=0} &= 0, \\ u_0|_{x=0} &= 0, \quad u_0|_{x=L_0/2} = -\frac{\Delta L}{2}, \quad w|_{x=L_0/2} = \frac{dw}{dx}\bigg|_{x=L_0/2} = 0, \end{aligned} \quad (25)$$

求解可得

$$\begin{aligned} c_1 &= \frac{1 - \cos \lambda}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda} A_c, \quad c_2 = \frac{-\sin \lambda}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda} A_c, \\ c_3 &= \frac{2 \lambda \sin \lambda}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda} \frac{A_c}{L_0}, \quad c_4 = \frac{1 - \cos \lambda - \lambda \sin \lambda}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda} A_c, \end{aligned} \quad (26)$$

其中 $\lambda = \alpha_1 L_0/2$ 是下述方程的解:

$$\lambda^2 \left(\frac{1 - \cos \lambda}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda} \right)^2 \left(\frac{\sin 2\lambda}{2\lambda} - 1 \right) + \frac{\pi^2}{4} \left(\frac{A}{A_c} \right)^2 = 0. \quad (27)$$

此时, 薄膜力 $N_0 = 4E_s I_s \frac{\lambda^2}{L_0^2}$. 需要注意的是, 此方程为超越方程, 对应于不同的屈曲模态有不同的根, 此处分析的是最低阶的屈曲模态. PZT 薄膜层的平均应变为

$$\varepsilon_P \approx \frac{E_s I_s}{EI} z_P c_1 \alpha_1^2 = 4 \frac{E_s I_s}{EI} \frac{z_P}{L_0} \frac{A_c}{L_0} \frac{\lambda^2 (1 - \cos \lambda)}{2 - 2 \cos \lambda - \lambda \sin \lambda}, \quad (28)$$

将式 (28) 代入机电耦合关系可求得电压.

实验中发现某些工况下呼吸对器件的电压输出波形有影响 [54]. 呼吸时, 肺部及胸腔容积会发生周期性的变化, 因此会影响约束空间的大小, 从而影响器件的电压输出. 猪的心跳频率约为 120~

图 20 (网络版彩图) 呼吸影响下的理论和实验电压信号输出 [68]

Figure 20 (Color online) The output voltage of the device including the effects of respiration [68] @Copyright 2017 ASME

图 21 (网络版彩图) 无量纲空间对无量纲功率的尺度率影响分析 [68]

Figure 21 (Color online) Scaling law for the normalized output power against the normalized permittance [68] @Copyright 2017 ASME

140 次/分 [74], 而呼吸频率约为 20 次/分 [75]. 呼吸中肺的容积经常用一个正弦函数来表示 [76], 因此可假设呼吸影响下的有限空间为

$$A_C = A_{C0} + A_{C1} \sin(\omega_r t), \quad (29)$$

其中 $A_{C0} = 6.5 \text{ mm}$, $A_{C1} = 3.0 \text{ mm}$, $\omega_r = 2.1 \text{ rad/s}$ [76]. 在此条件下计算呼吸影响下的压电输出波形如图 20 所示. 对比理论和实验结果, 可以看到理论值比较好地解释了呼吸影响下输出电压的周期性波动. 两者之间的幅值等存在着较大差别, 这可能是因为理论输入加载 (文献数据) 和实验中的动物情况存在差异.

接下来分析无量纲功率随着无量纲约束 A_C/L 的变化情况. 无量纲功率与其他无量纲参数之间的关系是

$$\frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{\epsilon}_{31}^2 z_p^2 n_s n_p A_p h_p} \frac{P_{\text{eff}}}{P_0} = \bar{P} \left(\frac{n_p \bar{\mu}_{33} A_p R}{n_s h_p T}, \frac{A_c}{L_0} \right). \quad (30)$$

图 21 描述了对于不同的 $\frac{R}{R_0} = \frac{n_p \bar{\mu}_{33} A_p R}{n_s h_p T}$, 随着无量纲约束 A_C/L 的连续变化无量纲功率 $\frac{P_{\text{eff}}}{P_0} = \frac{\bar{\mu}_{33} L_0^2 T}{\beta^2 \bar{\epsilon}_{31}^2 z_p^2 n_s n_p A_p h_p} \frac{P_{\text{eff}}}{P_0}$ 的变化情况. 无量纲分析结果表明, 随着无量纲约束 A_C/L_0 的增大, 无量纲功率近似线性增大. $A_C/L_0 = 0.32$ 是一个分界线, 这个结果是基于目前的心动加载而言的. 实际上, 由于 $\frac{\Delta L}{L_0} = \frac{2}{\pi} \sqrt{\frac{\Delta L}{L_0}}$, 所以 A_C/L_0 的临界值为 $\frac{2}{\pi} \sqrt{\frac{\Delta L_{\text{max}}}{L_0}}$. 心动加载中的 $\Delta L_{\text{max}}/L_0$ 约为 0.25 左右, 所以 A_C/L_0 的临界值为 0.32. 由于实际中的约束空间 A_C 是几乎不变的, 所以减小器件长度 L_0 非常有意义. 在约束变形范围内, 当器件长度 L_0 减小到原来的 1/2 时, A_C/L_0 增大一倍, 则无量纲功率增大到原来的 2 倍. 当加载相对幅值 $\Delta L/L_0$ 不变时, 功率会增大到原来的 8 倍. 如果器件端部位移 ΔL 不变, 则功率会增大到原来的 16 倍.

综合来看, 自由和约束变形状态下的薄膜式柔性无机电子器件后屈曲变形都可以用能量法来进行分析. 器件长度 L_0 减小一半, 自由变形状态下功率会增大到原来的 4 倍, 而约束变形下功率会增大到原来的 8 倍.

5 总结及展望

近几年的柔性无机压电器件心脏跳动能量收集实验为植入式器件如心脏起搏器的供能问题提供了新的思路。相比传统的刚性能量收集器件, 柔性压电器件具有良好的力学变形能力和电学性能。然而该类器件距离实际医学应用还有一些差距, 主要在以下几个方面:

(1) 柔性无机压电器件经过封装后的生物兼容性问题需要长期在体实验验证, 该类器件是否会对心脏健康产生不良影响需要进一步的研究。这些不良影响如干扰心脏正常跳动、与周围组织或者心脏表面发生摩擦造成感染, 以及器件中的有害物质是否会引起癌变等问题, 需要引起医学和生物学等专业的科研人员的重视。

(2) 目前柔性无机压电器件功率密度在 $0.5\sim 2.5\ \mu\text{W}/\text{cm}^3$ 。以器件总体尺寸为 $0.5\ \text{cm}^3$, 能量需求为 $10\ \mu\text{W}$ 来算, 需要将功率密度提高到 $20\ \mu\text{W}/\text{cm}^3$ 才能满足使用需求。目前正通过器件优化设计来达到这个目标。另外当心脏发生病变时心脏并不能正常跳动, 此时需要使用存储的电来刺激心脏。电能存储问题需要引起电学方面科研人员的重视。

(3) 器件布置位置和方向的选择。心动周期内心脏应变是非均匀空间应变。如何布置器件在不影响周围血管和组织的前提下提升能量收集效率, 这个问题需要借助医学成像方法获取心脏表面的位移分布来解决。

上述的这些问题需要力学和医学、材料学、电学等领域的科研工作者合作解决, 从而进一步加快自供能植入式器件的现实应用进程。

参考文献

- Korpas D. Implantable Cardiac Devices Technology. New York: Springer, 2013
- Landolina M, Curnis A, Morani G, et al. Longevity of implantable cardioverter-defibrillators for cardiac resynchronization therapy in current clinical practice: an analysis according to influencing factors, device generation, and manufacturer. *Europace*, 2015, 17: 1251–1258
- Shintaku H, Nakagawa T, Kitagawa D, et al. Development of piezoelectric acoustic sensor with frequency selectivity for artificial cochlea. *Sens Actuat A-Phys*, 2010, 158: 183–192
- Bergenstal R M, Klonoff D C, Garg S K, et al. Threshold-based insulin-pump interruption for reduction of hypoglycemia. *N Engl J Med*, 2013, 369: 224–232
- Schachter S C, Saper C B. Vagus nerve stimulation. *Epilepsia*, 1998, 39: 677–686
- Heller A. Implanted electrochemical glucose sensors for the management of diabetes. *Annu Rev Biomed Eng*, 1999, 1: 153–175
- LaVan D A, McGuire T, Langer R. Small-scale systems for in vivo drug delivery. *Nat Biotechnol*, 2003, 21: 1184–1191
- Haddad S A P, Houben R P M, Serdijin W A. The evolution of pacemakers. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2006, 25: 38–48
- Mond H G, Proclemer A. The 11th world survey of cardiac pacing and implantable cardioverter-defibrillators: calendar year 2009 – a world society of arrhythmia's project. *Pacing Clinical Electr*, 2011, 34: 1013–1027
- Ohm O J, Danilovic D. Improvements in pacemaker energy consumption and functional capability: four decades of progress. *Pacing Clin Electr*, 1997, 20: 2–9
- Poole J E, Gleva M J, Mela T, et al. Complication rates associated with pacemaker or implantable cardioverter-defibrillator generator replacements and upgrade procedures: results from the REPLACE registry. *Circulation*, 2010, 122: 1553–1561
- Griffith M J, Mounsey J P, Bexton R S, et al. Mechanical, but not infective, pacemaker erosion may be successfully managed by re-implantation of pacemakers. *Heart*, 1994, 71: 202–205
- Kim K H, Lee K Y, Seo J S, et al. Paper-based piezoelectric nanogenerators with high thermal stability. *Small*, 2011, 7: 2577–2580
- Starner T. Human-powered wearable computing. *IBM Syst J*, 1996, 35: 618–629

- 15 Kerzenmacher S, Ducrée J, Zengerle R, et al. Energy harvesting by implantable abiotically catalyzed glucose fuel cells. *J Power Source*, 2008, 182: 1–17
- 16 Jin Q, Shi W B, Zhao Y, et al. Cellulose fiber-based hierarchical porous bismuth telluride for high-performance flexible and tailorable thermoelectrics. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2018, 10: 1743–1751
- 17 Häsler E, Stein L, Harbauer G. Implantable physiological power supply with PVDF film. *Ferroelectrics*, 1984, 60: 277–282
- 18 Zhang H, Zhang X S, Cheng X, et al. A flexible and implantable piezoelectric generator harvesting energy from the pulsation of ascending aorta: in vitro and in vivo studies. *Nano Energy*, 2015, 12: 296–304
- 19 Parsonnet V, Myers G H, Zucker I R, et al. A cardiac pacemaker using biologic energy sources. *T Am Soc Art Int Org*, 1963, 9: 174–177
- 20 Li Z, Zhu G, Yang R S, et al. Muscle-driven in vivo nanogenerator. *Adv Mater*, 2010, 22: 2534–2537
- 21 Owens B B. *Batteries for Implantable Biomedical Devices*. New York: Plenum Press, 1986
- 22 Silveira F, Flandre D. *Low Power Analog CMOS for Cardiac Pacemakers*. Berlin: Springer, 2004
- 23 Glynne-Jones P, Tudor M J, Beeby S P, et al. An electromagnetic, vibration-powered generator for intelligent sensor systems. *Sens Actuat A-Phys*, 2004, 110: 344–349
- 24 Roundy S J. Energy scavenging for wireless sensor nodes with a focus on vibration to electricity conversion. Dissertation for Ph.D. Degree. Berkeley: University of California, Berkeley, 2003
- 25 Zhang H L, Yang Y, Hou T C, et al. Triboelectric nanogenerator built inside clothes for self-powered glucose biosensors. *Nano Energy*, 2013, 2: 1019–1024
- 26 Cheng X L, Meng B, Zhang X S, et al. Wearable electrode-free triboelectric generator for harvesting biomechanical energy. *Nano Energy*, 2015, 12: 19–25
- 27 Sirohi J, Mahadik R. Piezoelectric wind energy harvester for low-power sensors. *J Intel Mat Syst Str*, 2015, 22: 2215–2228
- 28 Deterre M, Boutaud B, Dalmolin R, et al. Energy harvesting system for cardiac implant applications. In: *Proceedings of Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP)*, 2011. 387–391
- 29 Karami M A, Inman D J. Analytical modeling and experimental verification of the vibrations of the zigzag microstructure for energy harvesting. *J Vib Acoust*, 2011, 133: 011002
- 30 Ansari M H, Karami M A. Experimental investigation of fan-folded piezoelectric energy harvesters for powering pacemakers. *Smart Mater Struct*, 2017, 26: 065001
- 31 Karami M A, Inman D J. Powering pacemakers from heartbeat vibrations using linear and nonlinear energy harvesters. *Appl Phys Lett*, 2012, 100: 042901
- 32 Tashiro R, Kabei N, Katayama K, et al. Development of an electrostatic generator for a cardiac pacemaker that harnesses the ventricular wall motion. *J Artif Organs*, 2002, 5: 239–245
- 33 Goto H, Sugiura T, Harada Y, et al. Feasibility of using the automatic generating system for quartz watches as a leadless pacemaker power source. *Med Biol Eng Comput*, 1999, 37: 377–380
- 34 Zurbuchen A, Pfenniger A, Stahel A, et al. Energy harvesting from the beating heart by a mass imbalance oscillation generator. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41: 131–141
- 35 Pfenniger A, Jonsson M, Zurbuchen A, et al. Energy harvesting from the cardiovascular system, or how to get a little help from yourself. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41: 2248–2263
- 36 Garnier F, Hajlaoui R, Yassar A, et al. All-polymer field-effect transistor realized by printing techniques. *Science*, 1994, 265: 1684–1686
- 37 Bao Z N, Feng Y, Dodabalapur A, et al. High-performance plastic transistors fabricated by printing techniques. *Chem Mater*, 1997, 9: 1299–1301
- 38 Feng X, Lu B W, Wu J, et al. Review on stretchable and flexible inorganic electronics. *Acta Phys Sin*, 2014, 63: 1–18 [冯雪, 陆炳卫, 吴坚, 等. 可延展柔性无机微纳电子器件原理与研究进展. *物理学报*, 2014, 63: 1–18]
- 39 Rocha J G, Goncalves L M, Rocha P F, et al. Energy harvesting from piezoelectric materials fully integrated in footwear. *IEEE Trans Ind Electron*, 2010, 57: 813–819
- 40 Wang Z L. Piezoelectric nanogenerators based on zinc oxide nanowire arrays. *Science*, 2006, 312: 242–246
- 41 Jung J H, Lee M, Hong J I, et al. Lead-free NaNbO_3 nanowires for a high output piezoelectric nanogenerator. *ACS Nano*, 2011, 5: 10041–10046

- 42 Pantano A, M. Parks D, Boyce M C. Mechanics of deformation of single- and multi-wall carbon nanotubes. *J Mech Phys Solids*, 2004, 52: 789–821
- 43 Lipomi D J, Vosgueritchian M, Tee B C K, et al. Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. *Nat Nanotech*, 2011, 6: 788–792
- 44 Zhang H, Xiang L, Yang Y J, et al. High-performance carbon nanotube complementary electronics and integrated sensor systems on ultrathin plastic foil. *ACS Nano*, 2018, 12: 2773–2779
- 45 Wang Z L, Yang R S, Zhou J, et al. Lateral nanowire/nanobelt based nanogenerators, piezotronics and piezophotonics. *Mater Sci Eng R Rep*, 2010, 70: 320–329
- 46 Dagdeviren C, Yang B D, Su Y, et al. Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2014, 111: 1927–1932
- 47 Cheng T, Zhang Y Z, Lai W Y, et al. Stretchable thin-film electrodes for flexible electronics with high deformability and stretchability. *Adv Mater*, 2015, 27: 3349–3376
- 48 Jiang H Q, Khang D Y, Song J Z, et al. Finite deformation mechanics in buckled thin films on compliant supports. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2007, 104: 15607–15612
- 49 Jiang H Q, Sun Y G, Rogers J A, et al. Post-buckling analysis for the precisely controlled buckling of thin film encapsulated by elastomeric substrates. *Int J Solids Struct*, 2008, 45: 2014–2023
- 50 Kim D H, Song J Z, Choi W M, et al. From the cover: materials and noncoplanar mesh designs for integrated circuits with linear elastic responses to extreme mechanical deformations. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2008, 105: 18675–18680
- 51 Ko H C, Shin G, Wang S D, et al. Curvilinear electronics formed using silicon membrane circuits and elastomeric transfer elements. *Small*, 2009, 5: 2703–2709
- 52 Zhang Y H, Fu H R, Su Y W, et al. Mechanics of ultra-stretchable self-similar serpentine interconnects. *Acta Mater*, 2013, 61: 7816–7827
- 53 Fu H R, Nan K W, Bai W B, et al. Morphable 3D mesostructures and microelectronic devices by multistable buckling mechanics. *Nat Mater*, 2018, 17: 268–276
- 54 Lu B W, Chen Y, Ou D P, et al. Ultra-flexible piezoelectric devices integrated with heart to harvest the biomechanical energy. *Sci Rep*, 2015, 5: 16065
- 55 Jeong C K, Han J H, Palneedi H, et al. Comprehensive biocompatibility of nontoxic and high-output flexible energy harvester using lead-free piezoceramic thin film. *APL Mater*, 2017, 5: 074102
- 56 Zhu G, Yang R S, Wang S H, et al. Flexible high-output nanogenerator based on lateral ZnO nanowire array. *Nano Lett*, 2010, 10: 3151–3155
- 57 Wu W W, Cheng L, Bai S, et al. Electrospinning lead-free $0.5\text{Ba}(\text{Zr}_{0.2}\text{Ti}_{0.8})\text{O}_3-0.5(\text{Ba}_{0.7}\text{Ca}_{0.3})\text{TiO}_3$ nanowires and their application in energy harvesting. *J Mater Chem A*, 2013, 1: 7332–7338
- 58 Briscoe J, Jalali N, Woolliams P, et al. Measurement techniques for piezoelectric nanogenerators. *Energ Environ Sci*, 2013, 6: 3035–3045
- 59 Lü C F, Wu S, Lu B W, et al. Ultrathin flexible piezoelectric sensors for monitoring eye fatigue. *J Micromech Microeng*, 2017. doi: 10.1088/1361-6439/aaa219
- 60 Mohiuddin M M, Reichart B, Byrne G W, et al. Current status of pig heart xenotransplantation. *Int J Surg*, 2015, 23: 234–239
- 61 Zhang W, Wang L F, Rong T H, et al. Ultra-flexible energy harvester: in vivo testing on epicardium. *J Med Res*, 2015, 44: 29–33 [张巍, 王龙飞, 戎天华, 等. 柔性可延展能量收集装置的心脏表面缝合实验研究. *医学研究杂志*, 2015, 44: 29–33]
- 62 Wang L F, Ma W G, Zhang W G, et al. Stretchability and flexibility of an ultra-flexible piezoelectric device: in vivo testing. *J Med Res*, 2016, 45: 31–36 [王龙飞, 马维国, 张巍, 等. 柔性纳米压电设备延展性和弯曲性的体内测试. *医学研究杂志*, 2016, 45: 31–36]
- 63 Li Y H, Song J Z, Fang B, et al. Surface effects on the postbuckling of nanowires. *J Phys D-Appl Phys*, 2011, 44: 425304
- 64 Chen Y, Lu B W, Ou D P, et al. Mechanics of flexible and stretchable piezoelectrics for energy harvesting. *Sci China-Phys Mech Astron*, 2015, 58: 594601
- 65 Su Y W, Li S, Li R, et al. Splitting of neutral mechanical plane of conformal, multilayer piezoelectric mechanical energy harvester. *Appl Phys Lett*, 2015, 107: 041905

- 66 Su Y W, Dagdeviren C, Li R. Measured output voltages of piezoelectric devices depend on the resistance of voltmeter. *Adv Funct Mater*, 2015, 25: 5320–5325
- 67 Zhang Y Y, Chen Y S, Lu B W, et al. Electromechanical modeling of energy harvesting from the motion of left ventricle in closed chest environment. *J Appl Mech*, 2016, 83: 061007
- 68 Zhang Y Y, Lu B W, Lü C F, et al. Theory of energy harvesting from heartbeat including the effects of pleural cavity and respiration. *Proc R Soc A*, 2017, 473: 20170615
- 69 Ding H J, Chen W Q. *Three Dimensional Problems of Piezoelectricity*. New York: Nova Science Publishers, 2001
- 70 Lallart M, Inman D J, Guyomar D. Transient performance of energy harvesting strategies under constant force magnitude excitation. *J Intel Mater Syst Struct*, 2010, 21: 1279–1291
- 71 Su Y W, Li S, Huan Y, et al. The universal and easy-to-use standard of voltage measurement for quantifying the performance of piezoelectric devices. *Extreme Mech Lett*, 2017, 15: 10–16
- 72 Lang R M, Bierig M, Devereux R B, et al. Recommendations for chamber quantification. *J Am Soc Echocard*, 2005, 18: 1440–1463
- 73 Corsi C, Saracino G, Sarti A, et al. Left ventricular volume estimation for real-time three-dimensional echocardiography. *IEEE Trans Med Imag*, 2002, 21: 1202–1208
- 74 Liedtke A J, Nellis S, Neely J R. Effects of excess free fatty acids on mechanical and metabolic function in normal and ischemic myocardium in swine. *Circ Res*, 1978, 43: 652–661
- 75 Heitman H, Hughes E H. The effects of air temperature and relative humidity on the physiological well being of swine. *J Anim Sci*, 1949, 8: 171–181
- 76 Bitzén U, Niklason L, Göransson I, et al. Measurement and mathematical modelling of elastic and resistive lung mechanical properties studied at sinusoidal expiratory flow. *Clin Phys Funct Imag*, 2010, 30: 439–446

Advances in energy harvesting from heartbeat using flexible smart devices: state-of-the-art review

Yangyang ZHANG¹, Chaofeng LÜ^{1,2*} & Xue FENG³

1. *Department of Civil Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310058, China;*

2. *Key Laboratory of Soft Machines and Smart Devices of Zhejiang Province, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China;*

3. *Department of Engineering Mechanics, Tsinghua University, Beijing 100084, China*

* Corresponding author. E-mail: lucf@zju.edu.cn

Abstract Implantable medical devices are mostly powered by battery that needs to be recharged or replaced frequently, resulting in the additional risk and economic burden on the patients. Harvesting the energy from the mechanical motion of biological organs using flexible electronics has attracted considerable research interest. The energy harvested from the heartbeat adequately provides sustainable power to these devices, whose energy consumption is approximately 10 μ W. Herein, we present a comprehensive review on the energy harvested from heartbeat through experiments and theoretical modeling, including the traditional strategies based on rigid solutions and most recent efforts on developing flexible piezoelectric devices. The research challenges and potential trends on this topic are also discussed.

Keywords energy harvesting from heartbeat, flexible piezoelectric devices, implantable medical devices

Yangyang ZHANG received his bachelor and master degrees from Shijiazhuang Tiedao University and Zhejiang University, respectively. He is currently a Ph.D. student in College of Civil Engineering and Architecture of Zhejiang University, China. His main research interests include mechanics of flexible devices and energy harvesting with piezoelectric materials.

Chaofeng LÜ received his B.S. and Ph.D. degrees from Zhejiang University in 2001 and 2006, respectively. He joined the faculty of College of Civil Engineering and Architecture, Zhejiang University in 2006 and is currently serving as a full time professor. His research interests include mechanics of smart/composite materials and structures, flexible electronics and energy harvesting.

Xue FENG received his Ph.D. degree from Tsinghua University in 2003. He joined School of Aerospace Engineering, Tsinghua University in 2007, and is currently serving as a full time professor. His research interests include thermal protection system for aerospace applications, flexible wearable electronics, and failure mechanics under supernormal environments.